



⑩ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

Offenlegungsschrift

⑪ DE 197 54 690 A 1

⑤ Int. Cl. 6:
A 61 F 2/60
G 05 D 27/00

⑦ Aktenzeichen: 197 54 690.0
⑧ Anmeldetag: 10. 12. 97
⑨ Offenlegungstag: 1. 7. 99

⑩ Anmelder:
Biedermann Motech GmbH, 78054
Villingen-Schwenningen, DE

⑪ Vertreter:
Prüfer und Kollegen, 81545 München

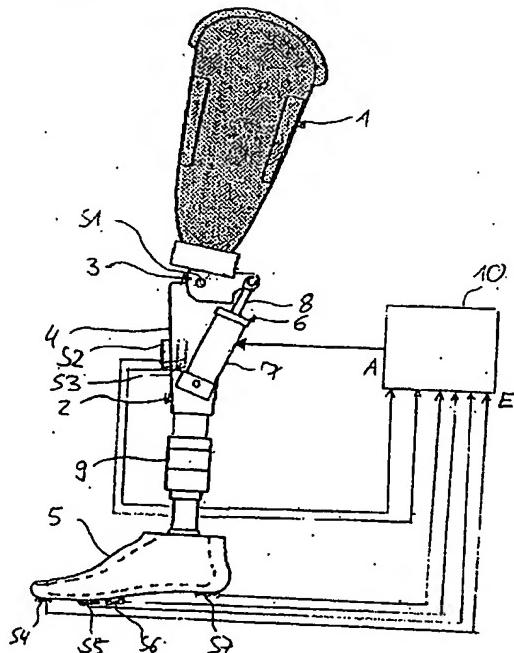
⑫ Erfinder:
Biedermann, Lutz, 78048 Villingen-Schwenningen,
DE; Matthis, Wilfried, 79367 Weisweil, DE

⑬ Entgegenhaltungen:
DE 195 21 464 A1
DE 43 18 901 A1
DE 43 05 213 A1
GB 22 44 006 A
GB 11 91 633
EP 05 03 775 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen
Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

④ Beiprothese mit einem künstlichen Kniegelenk mit einer Regeleinrichtung

⑤ Es wird eine Beiprothese mit einem künstlichen Kniegelenk mit Schwungphasensteuerung und Rückfallbremse bereitgestellt, die ein auf das Kniegelenk wirkendes Dämpfungselement und Sensoren zur Messung von Kraft, Kniewinkel- und Beschleunigung und eine Steuereinheit zum Steuern der Dämpfung des Dämpfungselementes in Abhängigkeit von den gemessenen Werten aufweist. Das Dämpfungselement ändert seine Dämpfungseigenschaft auf der Grundlage einer Viskositätsänderung in der magneto-rheologischen Flüssigkeit in Abhängigkeit von durch die Steuereinheit erzeugten Steuersignalen.



DE 197 54 690 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Beinprothese mit einem künstlichen Kniegelenk nach dem Oberbegriff des Anspruches 1.

Beim Laufen mit einer Prothese wird der Prothesenober-schenkel durch den Beinstumpf während des Ganges nach vorn bewegt. Bei nicht angepaßter Dämpfung kann der Unterschenkel sich durch seine Massenträgheit sehr weit anwinkeln. Der Prothesenträger muß dann warten, bis sich die Prothese wieder nach vorn bewegt, bevor er deren Fuß aufsetzen kann. Damit ergibt sich ein unharmonisches Gangbild, ein ungünstiges Zeitverhalten und somit eine schlechte Trageigenschaft.

Es sind Beinprothesen mit einem künstlichen Kniegelenk bekannt, bei denen ein Dämpfungselement in Form eines Pneumatik- oder Hydraulikzylinders zur Schwungphasensteuerung und als sogenannte Rückfallbremse vorgesehen ist. Die Anpassung der Beinprothese an den Träger erfolgt dabei mittels eines stationären Ganganalysesystems. Dabei muß der Träger der Prothese einen Testlauf mit der Prothese, beispielsweise auf einem Laufband, ausführen, worauf dann ein Orthopädietechniker eine subjektive Bewertung des Gangbildes vornimmt.

Zusammen mit den subjektiven Empfindungen des Prothesenträgers wird dann eine Anpassung und Einstellung der verschiedenen Bestandteile der Prothese vorgenommen. Das Ergebnis der Einstellung ist oft ungenau, weil die Einstellung mittels subjektiver Kriterien erfolgt. Zudem werden nachträgliche Veränderungen wie die des Gewichtes, der Temperaturen bzw. der Bodenbeschaffenheit nicht berücksichtigt.

Ferner haben die bekannten Dämpfungselemente für künstliche Kniegelenke den Nachteil, daß sie nicht schnell genug auf eine abrupte Änderung der Gangdynamik reagieren können.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Beinprothese mit einem künstlichen Kniegelenk, welches eine Schwungphasensteuerung und Rückfallbremse aufweist, bereitzustellen, die einen jederzeit optimalen und an den Träger angepaßten Betrieb sowie eine schnelle Reaktion auf abrupte Änderungen der Gangdynamik gewährleistet.

Die Aufgabe wird gelöst durch eine Steuerung gemäß Patentanspruch 1 und eine Regelung gemäß Patentanspruch 9. Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Weitere Merkmale und Zweckmäßigkeit der Erfindung ergeben sich aus der Beschreibung eines Ausführungsbeispieles anhand der Figur.

Die Figur zeigt eine schematische Darstellung einer Beinprothese mit einem künstlichen Kniegelenk mit einer Schwungphasensteuerung und Rückfallbremse und einer dazugehörige Steuerung bzw. Regelung.

Die Prothese umfaßt in bekannter Weise ein Oberschenkelteil 1 und ein Unterschenkelteil 2 und ein die beiden verbindendes Kniegelenk 3. Das Unterschenkelteil 2 weist ein Schienbein Teil 4 mit einem Unterschenkelrohr 9 und ein mit diesem verbundenes Fußteil 5 auf. Das Fußteil 5 weist eine in der Figur nicht dargestellte Blattfeder zum ermöglichen eines federnden Auftrittes auf. Das Oberschenkelteil 1 ist zum Verbinden mit dem Beinstumpf ausgebildet.

Das Kniegelenk 3 weist ein Dämpfungselement in Form einer hydraulischen Kolben-Zylindereinrichtung 6 auf. Der Kolben 7 der Kolben-Zylindereinrichtung 6 ist mit dem Schienbein Teil 4 verbunden und die Kolbenstange 8 der Kolben-Zylindereinrichtung 6 ist mit dem Kniegelenk 3 verbunden. Der Zylinder der Kolben-Zylindereinrichtung ist mit einer magneto-rheologische Flüssigkeit (MR Fluid) gefüllt, die die Eigenschaft aufweist, daß sich unter Einwirkung ei-

nes magnetischen Feldes ihre Viskosität im Bereich von etwa 3 bis 5 Millisekunden ändert. Die magneto-rheologische Flüssigkeit besteht aus einer Suspension von magnetisierbaren Teilchen in Öl. Eine magneto-rheologische Flüssigkeit hat normalerweise eine Konsistenz ähnlich der von Motoröl. Unter Einwirkung eines magnetischen Feldes nimmt die Viskosität schlagartig zu, wobei der Grad an Änderung proportional zur Stärke des angelegten Magnetenfeldes ist.

10 Der Kolben 8 oder der Zylinder 7 der Kolben-Zylindereinrichtung 6 weist ferner einen Elektromagneten auf, der über externe Signale ansteuerbar ist und der das Magnetenfeld zum Einwirken auf die magneto-rheologische Flüssigkeit bereitstellt.

15 Die Beinprothese weist ferner eine Anzahl von Sensoren zur Bewegungs- und Kraftmessung auf. Im Kniegelenk 3 ist ein Kniewinkelsensor zur Erfassung des Kniewinkels vorgesehen. Am Schienbein Teil 4 sind Beschleunigungssensoren vorgesehen. Ein frontal angeordneter Beschleunigungssensor S2 dient zur Messung der Beschleunigung in Fortbewegungsrichtung, ein seitlich angeordneter Beschleunigungssensor S3 dient zur Messung der Beschleunigung senkrecht zur Fortbewegungsrichtung. Als Beschleunigungssensoren können herkömmliche Beschleunigungssensoren, wie sie

20 beispielsweise aus der Kraftfahrzeugtechnik bekannt sind, verwendet werden. Weiterhin sind im Bereich der Fußsohle Kraftsensoren S4 bis S7 vorgesehen. Der Kraftsensor S4 ist im Zehenbereich angeordnet, die Kraftsensoren S5 und S6 sind im Fußballenbereich angeordnet und ein Kraftsensor S7 ist im Fersenbereich angeordnet. Als Sensoren können herkömmliche Kraftsensoren, beispielsweise solche auf der Basis einer Drucksfeder verwendet werden. Alternativ könnten Kraftsensoren im Unterschenkelrohr 9 verwendet werden.

25 25 Die Signalausgänge der Sensoren S1 bis S7 sind mit einem oder mehreren Eingängen E einer Steuer- bzw. Regelheit 10 verbunden. Die Steuereinheit weist eine CPU und einen Datenspeicher auf. In dem Datenspeicher ist ein Programm mit einem Algorithmus zur Verarbeitung der einge-henden Signale von den Sensoren und zum Erzeugen eines oder mehrerer Ausgangssignale vorgesehen. Ein Signalau-

30 30 gang A der Steuereinheit 10 ist mit der Kolben-Zylindereinrichtung 6 und speziell mit dem in dem Kolben vorgesehe-nen Elektromagneten verbunden.

35 35 Die Signalausgänge der Sensoren S1 bis S7 sind mit ei-nem oder mehreren Eingängen E einer Steuer- bzw. Regelheit 10 verbunden. Die Steuereinheit weist eine CPU und einen Datenspeicher auf. In dem Datenspeicher ist ein Pro-gramm mit einem Algorithmus zur Verarbeitung der einge-henden Signale von den Sensoren und zum Erzeugen eines oder mehrerer Ausgangssignale vorgesehen. Ein Signalau-

40 40 gang A der Steuereinheit 10 ist mit der Kolben-Zylindereinrichtung 6 und speziell mit dem in dem Kolben vorgesehe-nen Elektromagneten verbunden.

45 45 Im Betrieb arbeitet die Steuerung der Beinprothese wie folgt. Die Meßdaten der Sensoren S1 bis S7 werden an die Steuereinheit 10 geleitet. In Abhängigkeit von den Meßdaten werden durch die Steuereinheit 10 Steuersignale für die Kolben-Zylindereinrichtung erzeugt und an diese geleitet.

50 50 In Abhängigkeit von den Steuersignalen wird von dem Elektromagneten ein definierten Magnetenfeld erzeugt, welches eine bestimmte Viskositätsänderung der magneto-rheo-logicalen Flüssigkeit in dem Zylinder 7 hervorruft. Durch die Änderung der Viskosität kann die Eintauchtiefe des Kolbens 8 in den Zylinder 7 und damit die Dämpfung entspre-chend gesteuert werden. Die Änderung der Dämpfung erfolgt dabei innerhalb einer Zeitspanne von etwa 3 bis 5 Mil-lisekunden. Dies ist insbesondere vorteilhaft beim Einsatz der Dämpfung als Rückfallbremse. Wenn der Träger der

55 55 Beinprothese stolpert, so kann durch die sich unmittelbar aufbauende Dämpfung bin Einklappen des Unterschenkel-teils frühzeitig verhindert werden.

59 59 Die Steuereinheit, die Sensoren und das Dämpfungsele-ment sind in einem Regelkreis miteinander verbunden, d. h. es erfolgt eine Einstellung der Dämpfung während des Ge-hens. Dies hat gegenüber einer herkömmlichen Prothesen-steuerung den Vorteil, daß die Einstellung der Prothesen-funktionen unmittelbar in Abhängigkeit von dem natürli-

chen Gangverhalten des Prothesenträgers erfolgt.

Abgewandelte Ausführungsformen sind denkbar. Es können weniger oder mehr als die oben beschriebenen Sensoren vorgesehen sein.

Anstelle einer Kolben-Zylindereinrichtung mit einem in dem Zylinder axial verschiebbaren Kolben kann auch eine Kolben-Zylindereinrichtung mit einem Drehkolben verwendet werden, der beispielsweise mit Schaufeln versehen ist, die in Abhängigkeit von der Viskosität der magneto-rheologischen Flüssigkeit einen bestimmten Widerstand im Zylinder erfahren. Die Kolbenstange ist dabei mit einer Drehwelle des Kniegelenks verbunden.

Patentansprüche

15

1. Beiprothese mit einem künstlichen Kniegelenk mit Schwungphasensteuerung und Rückfallbremse, gekennzeichnet durch ein an dem Kniegelenk (3) vorgesehenes Steuerelement (6), das auf der Grundlage einer Viskositätsänderung einer magneto-rheologischen Flüssigkeit in Abhängigkeit von Steuersignalen das Kniegelenk (3) steuert.
2. Beiprothese nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch einen an dem Bein vorgesehenen Sensor (S1 . . . S7) zur Kraft- oder Kniewinkel- oder Beschleunigungsmessung, dessen Signalausgang mit einer Steuereinheit (10) verbunden ist, die in Abhängigkeit von den gemessenen Größen die Steuersignale für das Steuerelement erzeugt.
3. Beiprothese nach einem der Ansprüche 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Steuerelement (6) einen Elektromagneten aufweist, dessen Magnetfeld von den Steuersignalen abhängt.
4. Beiprothese nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Steuerelement (6) als ein Dämpfungselement ausgebildet ist.
5. Beiprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Dämpfungselement als Kolben-Zylindereinrichtung oder Drehzylindereinrichtung ausgebildet ist, wobei die magneto-rheologische Flüssigkeit in dem Kolben (7) vorgesehen ist.
6. Beiprothese nach einem der Ansprüche 2 bis 5, gekennzeichnet durch einen im Kniegelenk (3) vorgesehenen Sensor (S1) zur Messung des Kniewinkels und/oder einen im Bereich des Schienbeines (S2, S3) vorgesehenen Sensor zur Messung der seitlichen bzw. frontalen Beschleunigung und/oder einen im Bereich der Fußsohle (S4, S5, S6, S7) vorgesehenen Sensor zur Messung der Kraft.
7. Beiprothese nach einem der Ansprüche 2 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Kniegelenk (3), die Steuereinheit (10) und das Steuerelement (6) eine Regleinheit zur automatischen Regelung der Kniegelenksfunktionen während des Gehens in Abhängigkeit von den aktuellen Meßwerten für die Kraft und/oder die Beschleunigung und/oder den Kniewinkel bilden.
8. Beiprothese nach einem der Ansprüche 2 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit (10) am Bein angebracht ist und mit dem Steuerelement (6) fest verbunden ist.
9. Beiprothese mit einem künstlichen Kniegelenk mit Schwungphasensteuerung und Rückfallbremse mit einem an dem Kniegelenk vorgesehenen Steuerelement (6) zum Steuern der Funktionen des Kniegelenks, wenigstens einem an dem Bein vorgesehenen Sensor (S1-S7) zur Kraft- oder Kniewinkel- oder Beschleunigungsmessung, dessen Signalausgang (A) mit einer

Steuereinheit (10) verbunden ist, die in Abhängigkeit von den gemessenen Größen die Steuersignale für das Steuerelement (6) erzeugt, derart, daß während des Betriebes der Prothese automatisch eine Regelung der Kniegelenksfunktionen in Abhängigkeit von den von dem Sensor gemeldeten Werten erfolgt.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

